

Arbeit unter der Leitung von Dr. med. F. Lutz

Der Verschleiss zweier Kompositsysteme in vivo nach einer Tragzeit von sechs Monaten

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von

BASIL HOLTZ
von Eschenz (Kt. Thurgau)

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. H. R. Mühlemann

Zürich 1982



Juris Druck + Verlag Zürich
1982

Arbeit unter der Leitung von Dr. med. F. Lutz

Der Verschleiss zweier Kompositsysteme in vivo nach einer Tragzeit von sechs Monaten

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von

BASIL HOLTZ
von Eschenz (Kt. Thurgau)

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. H. R. Mühlemann

Zürich 1982



Juris Druck + Verlag Zürich
1982

Der Verschleiß
zweiter Kompositssysteme in vivo
nach einer Tragzeit von sechs Monaten



Herrn Prof. Dr. med. H.R. Mühlemann danke ich für die Ueberlassung des Themas.

Herrn Dr. med. F. Lutz bin ich für die stete, uneingeschränkte Hilfe bei der Planung und Auswertung, sowie für die grosszügige Unterstützung und Förderung meiner Arbeit zu vielfachem Dank verpflichtet.

Frau Dr. F. Rümann, Frau G. Kratky und Herr Th. Reich bemühten sich in verdankenswerter Weise um die Entstehung der Arbeit.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41507223_0020

Dédié à ma fiancée Isabelle et à mes parents

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung	1
1.1. Problemstellung	2
2. Material und Methode	3
2.1. Patientengut und Versuchsanordnung	3
2.2. Testmaterialien	3
2.3. Testfüllungen	3
2.4. Referenzpunkte	5
2.5. Modellherstellung und Profilometrie	5
2.6. Replicaherstellung und SEM- Analyse	6
3. Resultate	7
3.1. Messfehler	7
3.2. Verschleiss der einzelnen Füllungen	7
3.3. Materialspezifischer Verschleiss	8
3.4. SEM- Analyse	8
3.5. Klinische Betrachtung und Röntgenopazität	9
4. Diskussion	10
5. Zusammenfassung	14
6. Résumé	15
7. Summary	16
8. Literaturverzeichnis	17
9. Abbildungen und Tabellen	21

1. Einleitung

Für die Versorgung von klassisch präparierten Kavitäten der Klasse I und II eignen sich konventionelle Komposits nicht (3, 6, 14, 20, 23, 28, 34, 37). Adhäsive Kunststofffüllungen sind im Seitenzahnbereich nur vertretbar, wenn sie wenige zentrische und Laterotrusions- Kontakte mit minimalen Berührungsflächen umfassen (23, 24). Demzufolge beschränkt sich die Indikation von Adhäsivfüllungen auf die Erstversorgung von Initialläsionen. Die Entwicklung eines Komposits mit amalgam-ähnlicher Verschleissfestigkeit ist Gegenstand vieler aktueller Forschungsarbeiten. Dies einerseits, um den ästhetischen Ansprüchen des Patienten gerecht zu werden und andererseits, um die dem Amalgam Überlegenen Eigenschaften, wie perfekter Randschluss (21, 22, 23, 39, 40) und bessere thermische Isolation (7, 20, 23, 24, 31, 35) zum Tragen zu bringen.

Substanzverluste von Füllungen sind die Folge einer kombinierten Einwirkung von Attrition, Abrasion und chemisch- biologischen Abbauprozessen (23). Die Erfassung dieser komplexen Verschleissmechanismen wurde auf verschiedenen Wegen angestrebt:

- In vitro Versuche zeigen zum Teil widersprüchliche Resultate, da die Abhängigkeit von der Versuchsanordnung zu gross ist (1, 14, 17, 18, 20, 23, 26, 37).
- Die profilometrische Vermessung (26, 27) der Kupfermodelle von in vivo gelegten Füllungen hat gegenüber den rein klinischen Langzeitstudien (1, 7, 10, 20, 28, 30, 31, 32, 33, 34, 35) den Vorteil, dass geringste Substanzverluste in der vertikalen Dimension, absolut, in Mikrometern erfasst werden können. Die in Kombination mit der Profilometrie angewandte SEM- Analyse, die jedoch nur qualitativer Natur ist, gibt zusätzlich Aufschluss über die Mikromorphologie des an den Oberflächen sichtbaren Materialabbaus (26, 27).

1.1. Problemstellung

Es soll sowohl quantitativ, als auch qualitativ der Verschleiss zweier Kunststoff- Füllungsmaterialien^{1/2} mit einer kombinierten profilometrisch- elektronenoptischen Methode über eine Tragzeit von sechs Monaten in vivo erfasst werden.

Die durchschnittlichen vertikalen Substanzverluste sind dann einerseits mit einem relativ abrasionsresistenten Mikrofüllerkomposit³ und andererseits mit den Werten eines Standardamalgams⁴ zu vergleichen. Als Quintessenz interessiert, ob die zwei Kompositsysteme für das Seitenzahngebiet verwendet werden können.

1) Silar^R, Zweipastensystem

Paste 8601 A und Paste 8601 B

3M Dental Products, St. Paul, Minnesota, USA

2) Experimentelles, lichthärtendes Einkomponentensystem:

Durafill^R (für okklusale): Farbe G, Charge 15/06 81

Farbe U, Charge 16/06 81

Estilux RX^R (für approximal)

Kulzer & Co GmbH, Bad Homburg, BRD

3) Estic Microfill^R, Zweipastensystem

Kulzer & Co GmbH, Bad Homburg, BRD

4) Dispersalloy^R fast set, Johnson & Johnson, East Windsor New Jersey, USA

2. Material und Methode

2.1. Patientengut und Versuchsanordnung

Für die klinische Studie konnten zehn vollbezahnte, junge Patienten gewonnen werden, bei welchen sechzehn gefüllte Unterkiefermolaren mit Antagonistenkontakt in der mittleren Fossa für den Versuch ausgewählt wurden. Von sämtlichen Probanden wurde ein klinischer und röntgenologischer Befund (Bite- wings) erhoben und, wo nötig, Vorkontakte eingeschliffen. Die Patienten wurden für die Dauer des Versuchs in einen DH- Recall integriert.

2.2. Testmaterialien

Es wurden zwei verschiedene Kompositsysteme auf ihre Verschleißfestigkeit getestet und mit Estic Microfill^R und Dispersalloy^R verglichen. Silar^R ist ein Frontzahnkomposit, das für die Versorgung von Kavitäten der Klasse III, IV und V verwendet wird. Es handelt sich um eine Mikrofüllerkonstruktion; die anorganischen SiO₂- Partikel wurden dabei einerseits direkt kolloidal und andererseits in Form eines splitterförmigen Vorpolymerisates beigemischt.

Das experimentelle, lichthärtende Durafill/Estilux RX^R- System besteht aus zwei Komponenten: Für das Füllen der Approximalkästen wurde das röntgenpositive Estilux RX^R vorgesehen; für die Ergänzung der Okklusalfächen das speziell verschleißfeste Durafill^R. Dabei sind die Systemkomponenten unterschiedlich aufgebaut. Estilux RX^R ist ein gemischt aufgebautes Komposit; Durafill^R eine Mikrofüllerkonstruktion mit splitterförmigen Vorpolymerisatpartikeln und kolloidal beigemischten Mikrofüllern. Als Energiequelle für die Durchhärtung diente eine Wolframhalogenlampe mit dem Energiemaximum im Wellenlängenbereich von 440-480 nm.

2.3. Testfüllungen

Insgesamt wurden sieben Füllungen der Klasse I und neun der Klasse II gelegt. Die Kavitätenpräparation erfolgte klassisch

kastenförmig nach Black. Die Verteilung der Testmaterialien geschah nach Zufall und ist der Tabelle 1 zu entnehmen. Als Referenzfüllungen dienten vier MOD aus Ectic Microfill^R sowie zwölf aus Dispersalloy^R.

Tabelle 1

Darstellung der Zufallsverteilung der Testmaterialien auf die für den Versuch ausgewählten Unterkiefermolaren der Probanden.

Zahn	36		37		46		47		Total
Klasse	I	II	I	II	I	II	I	II	
Silar ^R	1	0	1	2	0	1	4	1	10
Durafill ^R	0	1	0	1	0	1	1	2	6
Total									16

Für die Kunststofffüllungen wurden sämtliche Zähne mit einer Polierpaste⁵ und 5%igem NaOCl gereinigt. Als Formhilfen fanden bei Kavitäten der Klasse II bombierte Stahlmatrizen⁶ Verwendung, die je nach Situation perforiert wurden. Satte Kontaktpunkte konnten nur durch eine konsequente Interdentalverkeilung erreicht werden. Unterfüllung⁷, Versiegler und Komposit wurden unter Kofferdam appliziert. Silar^R- und Ectic Microfill^R- Füllungen wurden einzzeitig gelegt. Nach einer Anmischzeit von 30" brachte man das Komposit mit einem Achatspatel in die Kavität. Bis zur primären Härtung wurden die mit einer

5) Fluoroclean^R, HAWE- NEOS Dental, Gentilino CH

6) Bombierte Matrizen, Medidenta, St. Gallen CH

7) MPC^R, Sybron/Kerr, Michigan, USA

5 µm dicken Polycarbonatfolie⁸ abgedeckten Füllungen digital komprimiert. Das lichthärtende Komposit wurde zweizeitig verarbeitet. Primär füllte man die Approximalkästen mit Estilux RX^R bis auf die Höhe des okklusalen Kavitätenbodens. Zum Stopfen wurden amalgamkondensatorenähnliche Tefloninstrumente verwendet. Danach wurde das Material während 60" unter Weisslicht ausgehärtet. In gleicher Weise wurde sekundär die Okklusalfläche mit Durafill^R aufgebaut. Nach 15' erfolgte bei beiden Füllungstypen ein einmaliges Ausarbeiten mit neu entwickelten, mikrofeinen Diamantschleifkörpern⁹. Das Hauptaugenmerk beim Ausarbeiten wurde unter Erhaltung der für die Studie elementaren zentrischen Kontakte in der mittleren Fossa auf vorkontaktfreie Funktionsbewegungen gerichtet.

Der Aufbau der Amalgamfüllungen erfolgte nach der üblichen Technik. Bei Klasse II Kavitäten dienten Stahlmatrizen¹⁰ als Formhilfen. Nach einer Woche wurden die Füllungen unter Schonung der vorgängig markierten zentrischen Kontakte mit kugelförmigen Wolframkarbidfinierern¹¹ poliert.

2.4. Referenzpunkte

Um eine eindeutige Reponierung der Modelle in der Messapparatur zu gewährleisten, wurden an drei Höckerabhängen der gefüllten Molaren kleine Dellen unter minimalstem Substanzverlust präpariert.

2.5. Modellherstellung und Profilometrie

Nach 7, 97 und 187 Tagen wurden von den Okklusalflächen der Testfüllungen mit individuellen Kunststofflöffeln¹² je zwei Silikonabdrücke¹³ pro Zahn hergestellt. Eine beidseitige Ab-

8) Polycarbonatfolie, Bayer AG, Leverkusen, BRD

9) Composhape- Set, Firma Hubschmid, Viganello- Lugano, CH

10) FKG- Matrizen, Medidenta, St. Gallen, CH

11) Adhesiv Prep- Set, HAWE- NEOS Dental, Gentilino CH

12) Pekatray^R, Bayer AG, Leverkusen, BRD

13) Xantopren Blau^R, Bayer AG, Leverkusen, BRD

stützung des Löffels garantierte eine gleichmässige Schichtdicke der Silikonabformmasse. Die Abdrucknahme erfolgte jeweils unter Kofferdam. Die Oberfläche der Testfüllungen wurde vorgängig mit einer konventionellen Zahnpaste gereinigt und gründlich gesprayed. Vor dem Aufsetzen der gefüllten individuellen Löffel wurden kleine Portionen des Abdruckmaterials mit dem Luftbläser auf der Füllungs-oberfläche verteilt, um Lufteinschlüsse zu verhindern. Die verkupferten, mit Kunststoff¹⁴ ausgegossenen Abdrücke dienten als Okklusall- Profile, die mit einem Oberflächenabtastgerät¹⁵ und einem XY- Schreiber¹⁶, der in der Vertikalen 175 mal und in der Horizontalen 20 mal vergrössert, dargestellt wurden. Pro Modell zeichnete man jeweils von zwei Schnittebenen je drei Profilkurven auf, die zeitlich den drei Abdrucknahmen entsprachen. Die erste Schnittebene, welche den Substanzverlust infolge Demastikation und Attrition repräsentieren soll, wurde durch den zentrischen Stop gewählt. Der zweite Tastschnitt, welcher nur die Demastikation, d.h. antagonistenkontaktfreier Verschleiss, aufzeigen soll, wurde durch die distale oder mesiale Grube gelegt. Durch Ueberdeckung, der an homologen Modellen gewonnenen Profilkurven, wurde der vertikale Substanzverlust in Funktion der Tragzeit bestimmt.

2.6. Replicaherstellung und SEM- Analyse

Neben den individuellen Löffelabdrücken wurden in der gleichen Sitzung, also mit den gleichen Zeitintervallen, zusätzlich pro Testzahn zwei Silikonabdrücke ohne Formhilfen genommen. Diese Replicas wurden mit Eponharz ausgegossen, auf Träger montiert und für die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop mit Gold bedampft.

^R
14) Paladur^R, Kulzer & Co GmbH, Bad Homburg, BRD

15) Talysurf 10, Rank Taylor, P.O. Box Leicester House,
Leicester GB

16) Hewlett Packard 7046 A, Schlieren CH

3. Resultate

3.1. Messfehler

Es bestehen drei potentielle Fehlerquellen, nämlich die

- exakte Reproduzierbarkeit der Kurvenaufzeichnung
- die genaue Reposition der Modelle
- sowie die Herstellung von formtreuen Modellen.

Kurvenaufzeichnung:

Werden mehrere Kurven derselben Schnittebene einer gefrästen Metalltreppe mit Niveauunterschieden von 1/10 mm hergestellt, so sind die resultierenden Profile exakt überdeckbar. Fehler dieser Genese sind folglich ausgeschlossen.

Modellreposition:

Beim mehrfachen Aufzeichnen einer immer wieder frisch reponierten Probe werden vertikale Abweichungen von nicht mehr als 2,5 μm beobachtet.

Modellherstellung:

Wird derselbe Versuch mit mehreren Kupfermodellen von den gleichen Füllungen durchgeführt, so ergeben sich Differenzen von maximal 6,5 μm . Der modellbedingte Fehler beträgt somit höchstens 4 μm .

Es ist demzufolge ein Messfehler von maximal 6,5 μm zu erwarten.

3.2. Verschleiss der einzelnen Füllungen

Die nach einer Tragzeit von sechs Monaten an den einzelnen Füllungen festgestellten Substanzverluste sind nach Abrasionszonen (Substanzverlust infolge Attrition und Demastikation) und Demastikationszonen (Substanzverluste infolge Demastikation) getrennt in den Abbildungen 1 und 2 (Silar^R), bzw. 3 und 4 (Dura-fill^R) dargestellt. Die detaillierten numerischen Ergebnisse sind den Tabellen 2 und 3 zu entnehmen. Die Vergleichswerte von zwölf Dispersalloy^R- und vier Estic Microfill^R- Füllungen sind in den Tabellen 4 und 5 festgehalten.

Die Resultate der beiden frakturierten Füllungen in der Dura-fill^R- Serie sind in den Graphen nicht enthalten und ebenso aus der Mittelwertserrechnung ausgeschlossen.

3.3. Materialspezifischer Verschleiss

Der statistische Vergleich zwischen den aufgezeichneten Messwerten zeigt, dass der Verschleiss bei den verwendeten Kompositspatientenunabhängig, bzw. materialspezifisch ist. Nach einer Tragzeit von sechs Monaten ergibt das Silar^R mit Konstanz einen doppelt so hohen Substanzverlust in der vertikalen Dimension wie das Durafill^R. Die Werte des letztgenannten Materials sind niedriger als die Ergebnisse der Ectic Microfill^R- Serie und doppelt so gross wie jene des Dispersalloys^R (Vgl. Abb. 5).

3.4. SEM- Analyse

Nach einer Tragzeit von sechs Monaten lassen sich folgende Strukturveränderungen der Oberfläche an den getesteten Füllungen beschreiben:

Silar^R: (Vgl. Abb. 8)

Wie bei jedem Zweipastensystem sind die durch Lufteinschlüsse verursachten Poren festzustellen. Bereits nach drei Monaten sind Spaltbildungen um Vorpolymerisatsplitter sichtbar. Nach sechs Monaten lassen sich solche Splitter auf Matrix gesockelt, erhalten in Mulden feststellen. Weiter kann die Oberfläche charakterisiert werden durch die Existenz von verschiedenen Zonen mit Vorpolymerisatsplitterakkumulationen. Die beschriebenen Strukturveränderungen sind ausnahmslos auf den ganzen Füllungsflächen sichtbar. Die initial zu erkennenden Schliffacetten in den Attritionsbereichen verschwinden mit zunehmender Tragzeit. Ausarbeitungsspuren fehlen nach sechs Monaten gänzlich.

Durafill^R: (Vgl. Abb. 9)

Auch bei diesem Material sind nach sechs Monaten Spaltbildungen, sowohl um Vorpolymerisatsplitter, als auch um Al_2O_3 - Teile, die zur Opazitätssteigerung beigemischt wurden, sichtbar. Als Folge dieser Spaltbildung an den Phasengrenzen charakterisieren Lakunen, entstanden durch das Herausschlagen von Vorpolymerisatsplittern, das Bild. In Zonen mit Schliffacetten sind neben diesen Lakunen auch zertrümmerte Vorpolymerisatpartikel sichtbar. In den Attritionsbereichen sind die beschriebenen Strukturauflösungen deutlich ausgeprägter als in den Demastikationsre-

gionen. Ausarbeitungsspuren bleiben auch nach sechs Monaten Tragzeit noch erkennbar.

Estic Microfill^R:

Reichliche Poren weisen auch bei diesem Zweipastensystem auf die Probleme beim Anmischen des hoch viskösen und trockenen Materials hin. In den Attritionsbereichen beobachtet man ohne Ausnahme Schliffacetten. Kleine Einbrüche in diesen Zonen sind unvollständig auspolymerisierten Füllungsbezirken zuzuschreiben. Strukturen, die einen Hinweis auf den makroskopischen Aufbau des Komposits geben könnten, sind nicht ersichtlich. Werkspuren bleiben relativ scharf gezeichnet über die ganze Dauer von 180 Tagen sichtbar.

Dispersalloy^R:

Feine Abrasionsspuren sind in den Attritionsbereichen nach drei Monaten sichtbar. Zusätzlich zeigt sich ein lacktränenähnliches Fließen im direkten Kontaktpunktbereich. An einigen Stellen der Füllungsoberfläche lassen sich feine Kratzspuren beobachten.

3.5. Klinische Betrachtung und Röntgenopazität

Bei sechs der zehn Silar^R und fünf der sechs Durafill^R-Füllungen sind auch klinisch nach gründlicher Reinigung mit Zahnpasta und Zahnbürste Risse erkennbar. Frakturlinien mit Ausbrechen ganzer Kunststoffstücke beobachtet man bei zwei der sechs Durafill^R-Füllungen.

Einbusse der Oberflächenglätte durch klinisch feststellbare Porositäten sowie braune Verfärbungen sind bei allen Silar^R-Füllungen nachzuweisen.

Allseitig sondierbare Randspalten beobachtet man bei sämtlichen Komposit- und Amalgamfüllungen.

Die geforderte, mindestens schmelzähnliche Röntgenopazität zur Beurteilung der äusseren und inneren Füllungskontour, sowie des Randschlusses, wird abgesehen vom Amalgam nur durch die Systemkomponente Estilux RX^R knapp erfüllt. (Vgl. Abb. 6 und 7)

4. Diskussion

Schon nach sechs Monaten konnten mit der Anwendung einer indirekten, quantitativen Messmethode (26) signifikante Verschleissunterschiede zwischen den beiden getesteten Materialien festgestellt werden. Die erhaltenen Resultate sind nicht ohne weiteres mit klinischen Langzeitstudien konventioneller Klasse I und II Komposits (1, 7, 10, 14, 19, 20, 28, 30, 31, 32, 33, 35) zu vergleichen, da bei diesen Untersuchungen bezüglich Verschleissfestigkeit nur qualitative Wertungen möglich waren. Die Füllsysteme Silar^R und Durafill^R werden im folgenden mit Estic Microfill^R und Dispersalloy^R verglichen, da die Messresultate aller Produkte mit derselben Methode ermittelt wurden.

Die zehn Silar^R-Füllungen zeigten in den Abrasionszonen nach einer Tragzeit von sechs Monaten einen Verschleissmittelwert von 66 μm . Wird der analoge Wert des Estic Microfills^R von 56 μm damit verglichen, so unterliegt das Silar^R (jedoch nicht signifikant, vgl. Abb. 5). Die bei beiden Materialien vorhandenen Poren,- entstanden durch Lufteinschlüsse beim Anmischen-, vergrösserten die Angriffsfläche für die in der Einleitung beschriebenen kombinierten Abbauvorgänge (23). Da solche Lufteinschlüsse sowohl beim Silar^R, als auch beim Estic Microfill^R auftraten, können sie als Grund für die Verschleissdifferenz ausgeschlossen werden. Aufklärung bezüglich des unterschiedlichen Substanzverlustes ermöglichten erst die SEM-Beobachtungen. Im Gegensatz zu Estic Microfill^R zeigte Silar^R grosse, auf Matrix gesockelte Vorpolymerisatsplitter. Auf Grund dieser Beobachtung ist anzunehmen, dass die organische Matrix vom Silar^R jener vom Estic Microfill^R bezüglich Verschleissfestigkeit deutlich unterlegen ist. Im Gegensatz zum Kulzerprodukt bestehen auch bezüglich Mikrofüllergehalt Konzentrationsunterschiede zwischen Vorpolymerisat und Vernetzergemisch. Zusammen mit den von Verschleisszonen unabhängig beobachteten Spaltbildungen zwischen Vorpolymerisatpartikeln und organischer Matrix sind die auch durch Demastikation allein bedingten hohen Substanzverluste

und die laufende Abnahme der Oberflächenglätte erklärbar. Die ausreichende Beimengung von anorganischen Füllstoffen zur Vernetzermatrix scheint technisch nach wie vor problematisch zu sein. Das Fehlen von Ausarbeitungsspuren beim Silar^R nach sechs Monaten passt zum relativ hohen Verschleissmittelwert. Verglichen mit dem Dispersalloy^R-Wert von $16\text{ }\mu\text{m}$ unterliegt das getestete Kompositum um das Vierfache. Bei der klinischen Betrachtung wiesen 60% der Silar^R-Füllungen Risse auf, die ihren Ursprung regelmässig im Bereich der Attritionszonen nahmen. Auffallend war zusätzlich, dass vor allem ausgedehnte Restorationen fraktur anfällig waren. Daraus kann geschlossen werden, dass die ungenügende Formstabilität vor allem bei grossen Füllungen die Riss- und Frakturbildung in den am meisten belasteten Attritionszonen begünstigte. Bei allen Silar^R-Füllungen nahmen die Oberflächenrauigkeit und die Verfärbungen auf Grund der Porositäten rasch zu; Randspalten waren nach kurzer Zeit überall klinisch sondierbar. Die Forderung nach schmelzähnlicher Röntgenopazität blieb absolut unerfüllt (Vgl. Abb. 6).

Das lichthärtende Durafill^R, bei welchem es sich um ein Versuchsmaterial handelte, wurde für die Versorgung von sechs Kavitäten verwendet. Vier Füllungen blieben okklusal vollständig intakt und zeigten in den Abrasionszonen nach einer Tragzeit von sechs Monaten einen Verschleissmittelwert von $32\text{ }\mu\text{m}$. Diese Verschleissgrösse liegt deutlich, aber nicht signifikant unter jener von Ectic Microfill^R ($56\text{ }\mu\text{m}$). Im Vergleich mit Dispersalloy^R ($16\text{ }\mu\text{m}$) wies das Durafill^R eine signifikante doppelt so hohe Verschleissrate auf. Die Abrasionsfestigkeit des Amalgams wurde also auch bei diesem Material nicht erreicht. Zusätzlich zeigte die SEM-Analyse, dass auch beim Durafill^R eine Zersetzung an den Phasengrenzen stattfand, die sowohl um die Vorpolymerisationsplitter- mittlere Grösse von $30\text{ }\mu\text{m}$ -, als auch um die Al_2O_3 -Teile- mittlere Grösse von $5\text{ }\mu\text{m}$ - ersichtlich wurde. Die Armierung der Vernetzermatrix schien genügend; dessen Verbund mit den Vorpolymerisationsplittern erwies sich jedoch als Angriffspunkt für den Materialabbau. Die beginnende Auflösung des Komposits in seine Konstruktionselemente zeigte sich mit Regelmässigkeit

durch scharfgezeichnete, polygonförmige Mikrorisse entlang den oberflächlichsten Vorpolymerisat- und Al_2O_3 - Splittern. Die Annahme, dass die Kopolymerisation "Vorpolymerisat/armierte organische Matrix" sehr viel fester sei, als das hydrolyseinstabile Verbundsystem bei konventionellen Kompositkonstruktionen, muss sicher relativiert werden. Dass die Desintegration durch erhöhte Energiezufuhr begünstigt wurde, bewies die fast sprunghafte Zunahme von Verschleiss Spuren an den Grenzen von Demastikations- zu Abrasionszonen. Vergleicht man die elektronenoptischen Beobachtungen in den Attritionszonen der Estic Microfill^R- und Durafill^R- Füllungen, so lässt die Porenfreiheit des Einkomponentenmaterials bezüglich Verschleissmechanismen keine eindeutigen, positiven Effekte erkennen, obwohl dessen Verschleissgrösse, allerdings nicht signifikant, deutlich geringer ausfiel. Immerhin blieben bei beiden Füllungsmaterialien Werkspuren über die ganze Dauer von 180 Tagen sichtbar, was doch beweist, dass recht abrasionsresistente Materialien verarbeitet wurden. Die klinische Analyse von Durafill^R zeigt ferner, dass eine absolut homogene Durchhärtung nicht erzielt wurde. Die Abnahme der Härte, bzw. der Druckfestigkeit in Richtung des Strahlenganges dürfte für die Rissbildung bei 80% der Füllungen und die beobachteten Stückfrakturen bei 30% der Restorationen verantwortlich sein. Grosse MOD's zeigten bereits nach sechs Monaten "flowähnlich", weit über die Zahnkontour hinausgetriebenes Füllungsmaterial im approximalen Bereich. Die Formstabilität war folglich sicher ungenügend. Im Zuge dieser Deformation haben die Randspalten, die bereits nach Legen der Füllungen infolge der Polymerisationsschrumpfung sondierbar waren, innerhalb von sechs Monaten beträchtliche Grössen angenommen. Die Forderung nach mindestens schmelzähnlicher Röntgenopazität wurde von der Systemkomponente Estilux RX^R in den Approximalkästen knapp erfüllt (Vgl. Abb. 7). Die etwas aufwendige Applikationstechnik des zweiteiligen, lichthärtenden Füllsystems bietet wohl gewisse Vorteile: Dank der unbegrenzten Verarbeitungsbreite fällt der Zeitdruck bei der Materialapplikation weg; die Okklusalfächen können nahezu perfekt, überschussfrei modelliert werden. Das zweizeitige

Füllen erlaubt zudem, ein röntgenopakes Material im Approximalbereich zu verarbeiten. Die Erhärtungscharakteristik des experimentellen Einkomponentensystems erbrachte dagegen bezüglich Verschleissfestigkeit und Randqualität gravierende Nachteile. Selbst bei extrem langen Bestrahlungszeiten und portionenweiser Materialapplikation lassen sich Härteunterschiede innerhalb der Füllung nicht vermeiden. Es ist anzunehmen, dass bei der angewandten Technik okklusal eine perfekt ausgehärtete, porenfreie Kompositoberfläche entstand, die jedoch von weniger harten, bzw. druckfesten Schichten getragen wurde. Dadurch zu erklären sind die unter der Einwirkung der Attritionskräfte entstandenen Risse und Frakturen. Zwei der Füllungen schieden wegen Stückfrakturen frühzeitig aus; fünf von sechs Füllungen zeigten zudem Risse, die nicht an die Feinstruktur des Materials gebunden waren.

Auf Grund der vorliegenden Resultate muss bei der Kompositkonstruktion Silar^R von der Verwendung als Amalgamersatz definitiv abgesehen werden. Vom Gebrauch des experimentellen, zweiteiligen, lighthärtenden Füllsystems Durafill/Estilux RX^R für die Versorgung von klassisch präparierten Kavitäten der Klasse I und II ist ebenfalls abzuraten. Abgesehen vom im Vergleich zu Amalgam doppelt so hohen Verschleiss wirken sich die ungenügende Formstabilität und inhomogene Aushärtung schon kurzfristig destruktiv aus.

5. Zusammenfassung

Es wurden zwei Kompositssysteme über eine Testperiode von 6 Monaten in vivo auf ihre Verschleissfestigkeit geprüft. Als Mass für den Materialabbau diente der vertikale Substanzverlust, welcher profilometrisch erfasst wurde. Silar[®] und das zweiteilige, experimentelle Füllsystem "lichtgehärtetes Dura-fill[®]/chemisch härtendes Estilux RX[®]" wurden mit dem relativ abrasionsfesten Estic Microfill[®] und dem Standardamalgam Dispersalloy[®] verglichen. Die zehn Silar[®]-Füllungen zeigten ein Verschleissmittelwert von 66 µm, die sechs Dura-fill[®]/Estilux RX[®]-Füllungen einen solchen von 32 µm. Keines der beiden Materialien erreichte somit die Verschleissfestigkeit von Amalgam[®] (Dispersalloy[®]: 16 µm). Der Verschleissmittelwert von Estic Microfill[®] (56 µm) liegt hingegen deutlich über jenem von Dura-fill[®]. Die mit Dura-fill[®] okklusal gefertigten Füllungen zeigten abgesehen von der überlegenen Abrasionsresistenz eine ausgesprochen schlechte marginale Adaptation. Wegen der in der vertikalen Dimension inhomogenen Aushärtung traten zudem zahlreiche Risse und Stückfrakturen auf.

Der Oberflächenabbau wurde auch qualitativ, elektronenoptisch analysiert. Sowohl Silar[®], als auch Dura-fill[®] liessen Spaltbildungen an den Phasengrenzen mit Herauslösung von Vorpolymerisatsplittern erkennen. Diese Beobachtungen beschränken sich beim verschleissfesteren Material Dura-fill[®] auf den Attritionsbereich; bei Silar[®] waren sie auf der ganzen Füllungsoberfläche zu beobachten. Die für das Zweikomponentenmaterial Silar[®] typischen zahlreichen, durch Lufteinschlüsse beim Anmischen bedingten Poren waren offensichtlich ein zusätzlicher Schwachpunkt in der Füllungsstruktur.

Die Kompositkonstruktion Silar[®] ist für die Verwendung als Amalgamersatz eindeutig nicht geeignet. Vom Gebrauch des experimentellen, zweiteiligen, Füllsystems Dura-fill[®]/Estilux RX[®] für die Versorgung von klassisch präparierten Kavitäten der Klasse I und II ist auf Grund der festgestellten Frakturahäufigkeit und der im Vergleich zu Amalgam relativ hohen Verschleissrate ebenfalls abzuraten.

6. Résumé

On testa in vivo la résistance à l'usure de deux systèmes de composites durant une période de test de 6 mois. Comme unité de mesure pour évaluer la perte de matériau, on se servit de la perte de substance verticale, laquelle fut enregistrée profilométriquement. On compara Silar[®] et le système expérimental d'obturation à deux composantes "Durafill[®] durcissant à la lumière/Estilux RX[®] durcissant chimiquement" au Microfill[®] Estic relativement résistant à l'abrasion, et à l'amalgame standard Dispersalloy[®]. Les dix obturations Silar[®] montrèrent une valeur moyenne d'usure de 66 µm, les 6 obturations Durafill[®]/Estilux RX[®] de 32 µm. Aucun des deux matériaux n'atteignit une résistance à l'usure comparable à celle de l'amalgame (Dispersalloy[®]: 16 µm). Par contre la valeur moyenne d'usure du Microfill[®] Estic (56 µm) est nettement inférieure à celle de Durafill[®]. Les obturations occlusales avec Durafill[®] montrèrent une mauvaise adaptation marginale, malgré leur bonne résistance à l'usure. A cause du durcissement non-homogène dans la dimension verticale, on constata de plus de nombreuses fissures et fractures.

On analysa également qualitativement la désintégration des surfaces à l'aide du microscope électronique à balayage. On remarqua pour Silar[®], ainsi que pour Durafill[®] des formations de fissures entre les éclats pré-polymérisés et la matrice organique renforcée. Ces observations se limitent au domaine de l'attrition lors de l'utilisation de Durafill[®], matériau plus résistant; lors de l'utilisation de Silar[®], elles sont présentes sur toute la surface de l'obturation. Les nombreux pores typiques au matériau Silar[®] à deux composantes, dûs à l'infiltration d'air lors du mélange, étaient évidemment encore un point faible dans la structure de l'obturation.

Le composite Silar[®] n'est absolument pas approprié pour remplacer l'amalgame à cause de sa construction. Quant au système expérimental d'obturation Durafill[®]/Estilux RX[®], à deux composantes pour le remplissage de cavités de classes I et II préparées de façon classique, leur utilisation est également déconseillée, à cause de la fréquence de fractures clairement mise en évidence et l'usure relativement élevée comparativement à celle de l'amalgame.

7. Summary

The wear resistance of two composite filling materials was tested for 6 months in vivo. The vertical loss of material, recorded profilometrically, served as a measure of wear. Silar[®] and a two-step, two-component filling system "light hardened Durafill[®]/chemically hardened Estilux RX[®]", were compared to the relatively abrasion resistant Estic Micro-fill[®] and a standard amalgam, Dispersalloy[®]. The average wear of the ten Silar[®] restorations was 66 μm and for the six Durafill[®]/Estilux RX[®] restorations 32 μm . Neither of these materials was as wear resistant as amalgam (Dispersalloy[®]: 16 μm).

Those restorations where Durafill[®] was placed occlusally showed, aside from a superior abrasion resistance, a markedly poor margin adaptation. Because the nonhomogenous hardness of the light hardened Durafill[®] restoration in the vertical dimension, numerous cracks and partial fractures appeared. Changes in the surface were also qualitatively followed with the scanning electron microscope. Separation at the phase borders and subsequent loss of the pre-polymerised filler was observed in the Silar[®], as well as Durafill[®] restorations. This phenomenon was restricted to the area of attrition in the more wear resistant Durafill[®] restorations; in contrast to the Silar[®] fillings where this was observed over the entire restoration surface. Numerous pores, a result of air bubbles incorporated during mixing of the two-component Silar[®] material, were apparently an additional weakness in the restoration structure.

The composite formulation Silar[®] is, as an amalgam substitute, clearly unsuited. Because of the frequent fracturing observed and the, in comparison to amalgam, high rate of wear, the use of the experimental, two-step, two-component restorative system Durafill[®]/Estilux RX[®] in conventional Class I and II cavity preparations can also not be recommended.

8. Literaturverzeichnis

1. Binon, P./Morris, C./Garmann, T./Kinzer, R.: Clinical evaluation of an experimental composite in class II restorations. IADR 55B: Abstract 519, 1976
2. Brown, D./Combe, E.C./Nixon, G.S.: The absorption of a constituent of some dentifrices and its effect on the properties of dental composite restorative materials. Br Dent J 134: 482, 1973
3. Charbeneau, G.T./Kahler, F.W./Dennison, J.D. (Council on Dental Materials and Devices): Composite restorative materials: Some clinical suggestions for their use. J Am Dent Assoc 92: 606, 1976
4. Colby, R.A. et al. (Council on Dental Materials and Devices): Composite restorative materials: Recommended uses. J Am Dent Assoc 82: 399, 1971
5. Craig, R.G./Eames, J.M.: Wear of dental tissues and materials. Int Dent J 26: 121, 1976
6. Eames, W.B./O'Neal, S.J./Rogers, L.B.: Composite plain talk. J Am Dent Assoc 92: 550, 1976
7. Eames, W.B./Strain, J.D./Weitmann, R.T./ Williams, A.K.: Clinical comparison of composite, amalgam and silicate restorations. J Am Dent Assoc 89: 1111, 1974
8. Eriksen, H.M.: A clinical evaluation of silicate and composite restorations after 3 years of use. J Oral Rehabil 1: 317, 1974
9. Finger, W./Jørgensen, K.D.: Porosität von Kompositfüllungsmaterialien. SSO 87: 482, 1977
10. Flynn, M.: A clinical evaluation of composite resins for abraded areas. IADR 56A: Abstract 429, 1977
11. Flynn, M.: SEM Investigation of in vivo performance of twelve toothcolored restorative materials. IADR 55B: Abstract 520, 1976

12. Gjerdet, N.R./Hegdahl, T.: Porosity of resin filling materials. Acta Odontol Scand 36: 303, 1978
13. Harrison, A./Draughn, R.A.: Abrasive wear, tensile strength and hardness of dental composite resins- Is there relationship ? J Prosthet Dent 36: 395, 1976
14. Hotz, P.: Die Abrasion von Komposits. SSO 85: 253, 1975
15. Jones, D.W./Jones, P.A./Wilson, H.J.: A simple abrasion test for composites. J Dent 1: 28, 1973
16. Kraft, M.: Report über ein modellierfähiges Komposit-Füllungsmaterial. ZWR 85: 679, 1976
17. Kusy, R.P./Leinfelder, K.F.: Pattern of wear in posterior composite restorations. J Dent Res 56: 544, 1977
18. Lee, H.L./Orlowski, J.A.: Differences in the physical properties of composite dental restoratives. J Oral Rehabil 4: 227, 1977
19. Lee, H.L./Orlowski, J.A./Kidd, P.D./Glance, R.W./Enabe, E.: Evaluation of wear resistance of dental restorative materials. Polymer science and technology, Vol. 5B, Advances in polymer friction and wear: 705, 1974. Plenum Press, New York, London.
20. Leinfelder, K.F./Sluder, T.B./Socwell, C.L./Strickland, W.D./Wall, J.T.: Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials. J Prosthet Dent 33: 407, 1975
21. Lüscher, B./Lutz, F./Mc Dermott, T.S./Mühlemann, H.R.: The prevention of mikroleakage and achievement of optimal adaptation. J Prev Dent 4: 16, 1977
22. Lüscher, B./Lutz, F./Ochsenbein, H./Mühlemann, H.R.: Mikroleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. J Prosthet Dent 37: 300, 1977
23. Lutz, F./Lüscher, B./Ochsenbein, H./Mühlemann, H.R.: Adhäsive Zahnheilkunde. ISBN 3 260 04047 1. Juris Druck und Verlag, Zürich, 1976

24. Lutz, F./Lüscher, B./Ochsenbein, H./Mühlemann, H.R.:
Die Entwicklung der perfekt adaptierten, randspaltfreien MOD- Kompositfüllung, in vitro Befunde. SSO 86: 1025, 1976
25. Lutz, F./Leuthard, P.: Verschleissfeste MOD- Kompositfüllungen durch Einpolymerisation von zentrischen Stops aus Keramik- 4- Jahres- Resultate. SSO 88: 740, 1978
26. Meier, Ch.: Eine Methode zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo. Zahnmed. Diss. Zürich, 1977
27. Meier, Ch./Lutz, F.: Komposits contra Amalgam: Vergleichende Verschleissfestigkeitsmessungen in vivo: 1- Jahres- Resultate. SSO 89: 203, 1979
28. Moffa, J.P./Jenkins, W.A.: Four year posterior clinical evaluation of two composite resins. IADR 54A: Abstract 13, 1975
29. Morris, C./Garmann, T./Kinzer, R./Binon, P.: Clinical evaluation of an experimental composite in class II restorations. IADR 56B: Abstract 515, 1977
30. Nelson, G.V./Osborne, J.W./Gale, E.N./Phillips, R.W.: Amalgam versus composite resin in class II restorations in primary teeth. IADR 57A: Abstract 31, 1978
31. Nuckels, D.B./Fingar, W.W.: Six- month and one- year clinical evaluation of a composite resin for class II restorations. J Am Dent Assoc 91: 1071, 1975
32. Osborne, J.W./Gale, E.N./Ferguson, G.W.: One- year and two- year clinical evaluation of a composite resin versus amalgam. J Prosthet Dent 30: 795, 1973
33. Phillips, R.W./Avery, D.R./Mehra, R./Swartz, M.L./McCune, R.J.: One- year observation on a composite resin for class II restorations. J Prosthet Dent 26: 68, 1971

34. Phillips, R.W./Avery, D.R./Mehra, R./Swartz, M.L./
Mc Cune, R.J.: Observations on a composite resin
for class II restorations: Two- year report.
J Prosthet Dent 28: 164, 1972
35. Phillips, R.W./Avery, D.R./Mehra, R.: Observation on a
composite resin for class II restorations: Three-
year report. J Prosthet Dent 30: 891, 1973
36. Phillips, R.W.: The new era in restorative dental materials.
Oper Dent 1: 29, 1976
37. Roulet, J.F.: Die Abrasion von Komposits. SSO 86: 413, 1976
38. Rümman, F./Lutz, F.: Komposits als Amalgamersatz- klinische
und experimentelle Resultate- eine Literaturüber-
sicht. Quintessenz 3: 133, 1980. Ref Nr VIII/6061
39. De Trey, E./Lutz, F.: L'influence de la forme de la cavité
et du système de "sealant" sur la qualité de
l'adaptation des joints marginaux d'obturations
proximales antérieures. SSO 87: 737, 1977
40. De Trey, E./Lutz, F.: Beurteilung von 16 Monate alten
unterschiedlich aufgebauten, approximalen Front-
zahnfüllungen. SSO 87: 694, 1977
41. Triadan, H.: Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung
eines sogenannten schnitzbaren Kompositfüllungs-
material nach über einjähriger Funktionszeit.
SSO 89: 194, 1979

9. Abbildungen

Tabelle 2

Vertikaler Höhenverlust von zehn Silar^R- Füllungen.

A: Vertikaler Höhenverlust in den Abrasionszonen.

D: Vertikaler Höhenverlust in den Demastikationszonen.

Zahn	A		D	
	nach 3 Mtn	nach 6 Mtn	nach 3 Mtn	nach 6 Mtn
36	31,4 μm	60,0 μm	20,0 μm	40,0 μm
37	28,6 μm	68,1 μm	20,0 μm	42,9 μm
37	42,9 μm	68,6 μm	20,0 μm	40,0 μm
37	31,4 μm	65,1 μm	40,0 μm	47,1 μm
46	45,7 μm	68,6 μm	17,1 μm	42,9 μm
47	57,1 μm	65,7 μm	28,6 μm	40,0 μm
47	40,0 μm	61,4 μm	20,0 μm	44,3 μm
47	40,0 μm	68,6 μm	17,1 μm	44,3 μm
47	42,9 μm	65,7 μm	14,3 μm	42,9 μm
47	45,7 μm	68,6 μm	11,4 μm	42,9 μm
Durchschnitt ($\bar{x} \pm s$)	40,6 μm $\pm 8,5 \mu\text{m}$	66,0 μm $\pm 3,2 \mu\text{m}$	20,9 μm $\pm 8,1 \mu\text{m}$	42,7 μm $\pm 2,3 \mu\text{m}$

Tabelle 3

Vertikaler Höhenverlust von sechs Durafill/Estilux RX^R-Füllungen.

A: Vertikaler Höhenverlust in den Abrasionszonen.

D: Vertikaler Höhenverlust in den Demastikationszonen.

Zahn	A		D	
	nach 3 Mtn	nach 6 Mtn	nach 3 Mtn	nach 6 Mtn
36	11,4 μm	31,4 μm	8,6 μm	15,7 μm
37	31,4 μm	34,3 μm	2,9 μm	14,3 μm
46	8,6 μm	28,6 μm	11,4 μm	17,1 μm
47	14,3 μm	34,3 μm	8,6 μm	15,7 μm
Durchschnitt ($\bar{x} \pm s$)	16,4 μm $\pm 10,3 \mu\text{m}$	32,2 μm $\pm 2,7 \mu\text{m}$	7,9 μm $\pm 3,6 \mu\text{m}$	15,7 μm $\pm 1,1 \mu\text{m}$

Defekte Füllungen

(Aus der Statistik ausgeschlossen)

47	91,4 μm	182,9 μm	28,6 μm	37,2 μm
47	34,3 μm	57,1 μm	25,7 μm	35,8 μm

Tabelle 4

Vertikaler Höhenverlust von zwölf Dispersalloy^R- Füllungen.

A: Vertikaler Höhenverlust in den Abrasionszonen.

D: Vertikaler Höhenverlust in den Demastikationszonen.

A	D
nach 6 Mtn	nach 6 Mtn
16,3 μm	3,2 μm
17,1 μm	0,0 μm
13,0 μm	0,0 μm
10,6 μm	4,0 μm
26,9 μm	9,7 μm
16,3 μm	12,2 μm
44,0 μm	8,1 μm
12,2 μm	0,0 μm
12,2 μm	12,2 μm
103,9 μm	13,0 μm
24,4 μm	8,1 μm
12,2 μm	8,1 μm
Durchschnitt ($\bar{x} \pm s$)	16,1 $\mu\text{m} \pm 5,5 \mu\text{m}$ 6,6 $\mu\text{m} \pm 5,00 \mu\text{m}$

Tabelle 5

Vertikaler Höhenverlust von vier Estic^R Microfill- Füllungen.

A: Vertikaler Höhenverlust in den Abrasionszonen.

D: Vertikaler Höhenverlust in den Demastikationszonen.

	A		D	
	nach 3 Mtn	nach 6 Mtn	nach 3 Mtn	nach 6 Mtn
	11,8 μm	14,1 μm	2,4 μm	8,8 μm
	78,8 μm	105,9 μm	23,5 μm	26,5 μm
	40,6 μm	68,2 μm	15,9 μm	17,7 μm
	21,8 μm	36,5 μm	8,8 μm	25,3 μm
Durchschnitt ($\bar{x} \pm s$)	38,3 μm $\pm 29,6 \mu\text{m}$	56,2 μm $\pm 39,9 \mu\text{m}$	12,7 μm $\pm 9,1 \mu\text{m}$	19,6 μm $\pm 8,2 \mu\text{m}$

Abb. 1

Vertikaler Höhenverlust in den Abrasionszonen von zehn Silar^R-Füllungen nach einer Tragzeit von drei und sechs Monaten.

Ordinate: Vertikaler Höhenverlust in μm .

Abszisse: Tragzeit in Tagen.

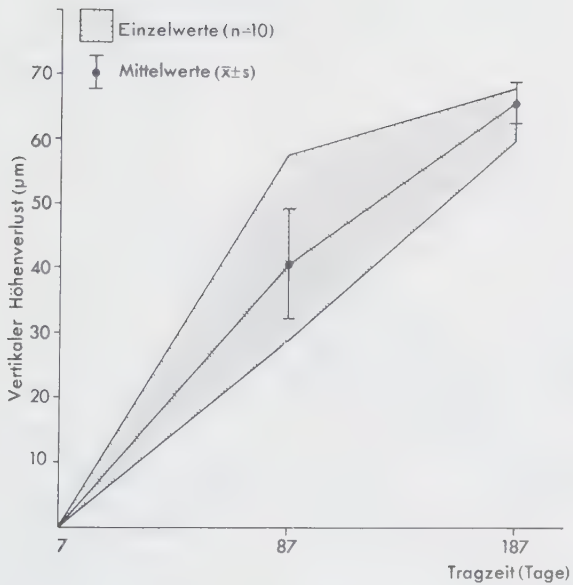


Abb. 2

Vertikaler Höhenverlust in den Demastikationszonen von zehn Silar^R - Füllungen nach einer Tragzeit von drei und sechs Monaten.

Ordinate: Vertikaler Höhenverlust in μm .

Abszisse: Tragzeit in Tagen.



Abb. 3

Vertikaler Höhenverlust in den Abrasionszonen von vier Dura-
fill/Estilux RX^R- Füllungen nach einer Tragzeit von drei und
sechs Monaten.

Ordinate: Vertikaler Höhenverlust in μm .

Abszisse: Tragzeit in Tagen.

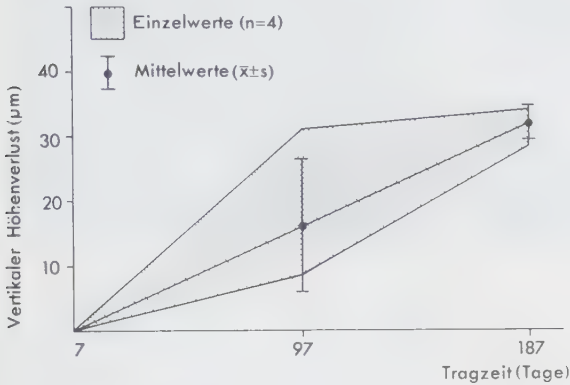


Abb. 4

Vertikaler Höhenverlust in den Demastikationszonen von vier
Durafill/Estilux RX^R- Füllungen nach einer Tragzeit von drei
und sechs Monaten.

Ordinate: Vertikaler Höhenverlust in μm .

Abszisse: Tragzeit in Tagen.

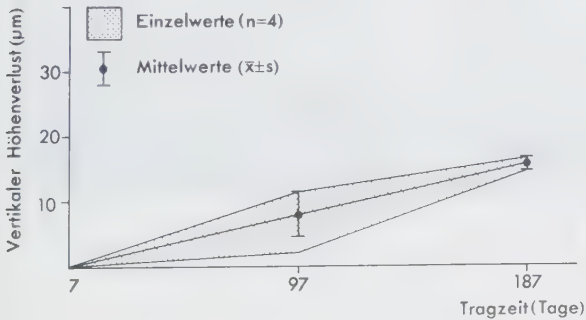


Abb. 5

Vertikaler Höhenverlust in den Abrasions- und Demastikationszonen von zehn Silar^R-, vier Estic Microfill^R-, vier Durafill/^R Estilux RX^R- und zwölf Dispersalloy^R- Füllungen nach einer Tragzeit von sechs Monaten.

Ordinate: Vertikaler Höhenverlust in μm ($\bar{x} \pm s$).

Abszisse: Statistische Auswertung.

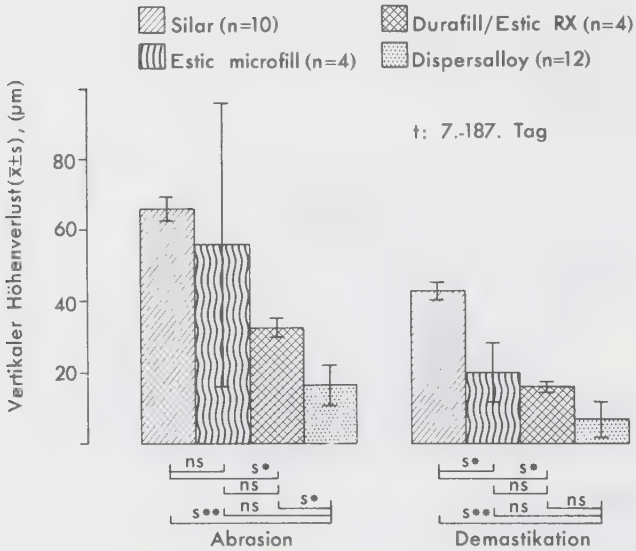


Abb. 6

Zwei Bite- wings aus der Silar^R- Serie.

46: MO

47: MO

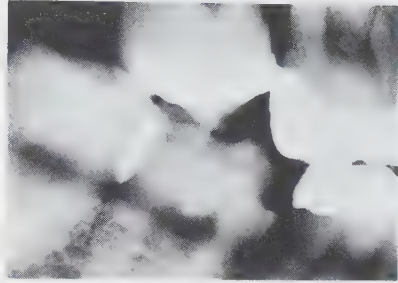
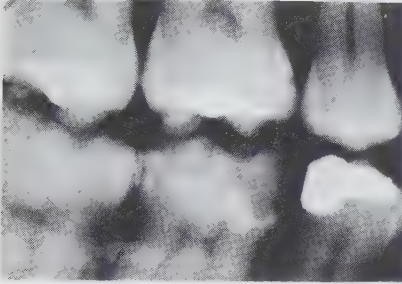


Abb. 7

Zwei Bite- wings aus der Durafill/Estilux RX^R- Serie.

Approximalkästen: Estilux RX^R

Okklusalflächen: Durafill^R

36: OD

46: OD

47: MO

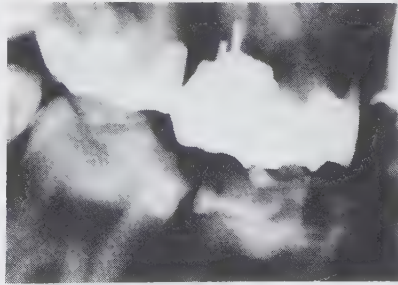
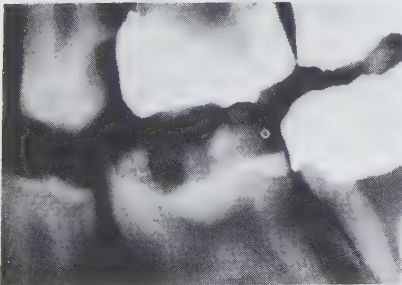
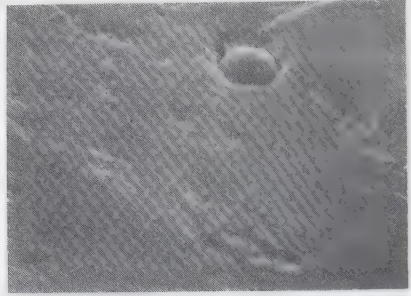


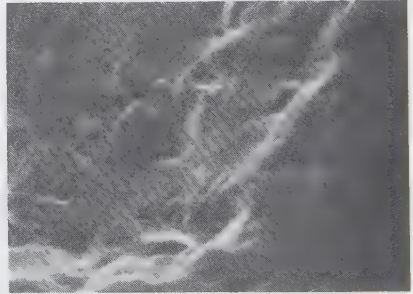
Abb. 8

Elektronenoptische Aufnahme von Silar^R- Füllungen (Replika)
nach einer Tragzeit von sechs Monaten.

65x: Abrasionszone,
Leere Lager von bereits heraus-
gelösten Vorpolymerisatsplittern
wechselnd mit Poren. Polygonale
Spaltbildung entlang der neu an
der Oberfläche liegenden Vorpo-
lymerisatsplitter. (Kugeliges
Gebilde = Artefakt)



130x: Abrasionszone,
Randbereich einer Schliffacetten,
massive Einbrüche zeugen von
herausgeschlagenen Partikeln.
Polygonale Spalten zeigen die
fortschreitende Phasentrennung
zwischen Vorpolymerisat und
Vernetzermatrix.



260x: Demastikationszone,
Relativ glatte Oberfläche,
polygonale Partikel mit begin-
nender Spaltbildung zeigen auch
hier die initiale Phasentrennung.
Weiter ist die Akkumulation von
Vorpolymerisatsplittern zu be-
achten.

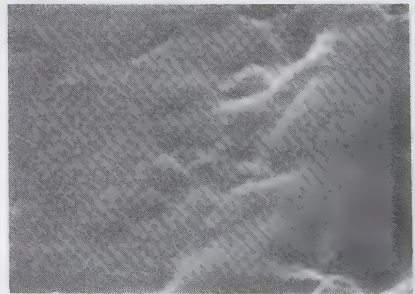
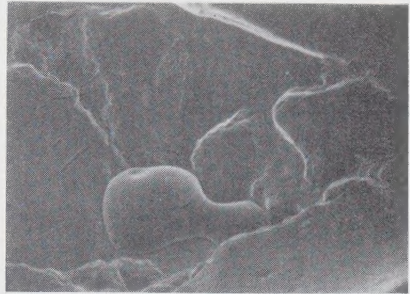


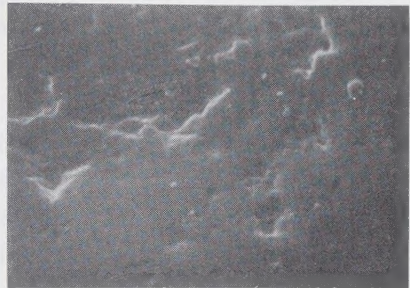
Abb. 9

Elektronenoptische Aufnahmen von Durafill^R- Füllungen (Replika) nach einer Tragzeit von sechs Monaten.

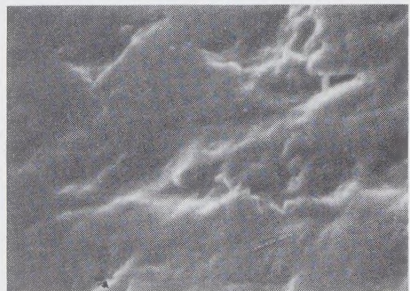
30x: Abrasionszone,
Randbereich einer Schliffacetete,
von der Mikrostruktur des Kom-
posits unabhängige Fraktur.



240x: Abrasionszone,
Randbereich einer Schliffacetete,
leere Lager herausgelöster Vor-
polymerisatpartikel wechseln
mit Spaltbildung an den Phasen-
grenzen. Im übrigen relativ
glatte Oberfläche, vor allem
nach dem Uebergang zur Demasti-
kationszone. (Kornähnliche Ge-
bilde = Artefakte).



450x: Abrasionszone,
Eckige Lakunen, entstanden
durch das Herausschlagen von
Vorpolymerisatsplittern, cha-
rakterisieren zusammen mit
polygonaler Spaltbildung an
den Phasengrenzen das Bild.



CURRICULUM VITAE

Geboren	11. Sept. 1957	in Winterthur
Primarschule	1963- 1969	in Frauenfeld
Gymnasium	1969- 1976	in Frauenfeld
Maturität Typ B	1976	in Frauenfeld

Zahnmedizinisches Studium

1. Propädeutikum	1977	in Genf
2. Propädeutikum	1978	in Genf
3. Propädeutikum	1979	in Zürich
Staatsexamen	1981	in Zürich

Zur Zeit klinischer Assistent an der "Division de Stomatologie et de Chirurgie Orale" des Zahnärztlichen Institutes der Universität Genf. (Vorstand: Prof. Dr. med. G. Fiore- Donno)

